



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
ESPECIALIZAÇÃO EM PRÓTESE DENTÁRIA

**ANÁLISE COMPARATIVA DA ADAPTAÇÃO MARGINAL VERTICAL DE CILINDROS
CALCINÁVEIS PARA IMPLANTE HEXÁGONO EXTERNO**

Aluna: Mariane Zanin Mazzutti

Professor orientador: Prof. Dr. Hercules Jorge Almilhatti

Coordenador de curso: Prof. Dr. Marcio José Fraxino Bindo

Curitiba-PR

2010/2011

ANÁLISE COMPARATIVA DA ADAPTAÇÃO MARGINAL VERTICAL DE CILINDROS CALCINÁVEIS PARA IMPLANTE HEXÁGONO EXTERNO

Mazzutti MZ¹, Almilhatti HJ²

¹ Aluna do curso de Especialização em Prótese Dentária pela UFPR

² Mestre e Doutor em Reabilitação Oral, Prótese Dentária, pela UNESP - Araraquara

RESUMO

Com o sucesso da osseointegração, um dos obstáculos para o êxito das reabilitações sobre implantes consiste na obtenção de boa adaptação marginal dos componentes protéticos, porém ainda não está claro quais níveis de desajuste são considerados clinicamente aceitáveis, mas sabe-se que desadaptações protéticas podem provocar problemas biomecânicos. O presente estudo teve como objetivo analisar e comparar a adaptação marginal vertical de diferentes marcas comerciais de pilares calcináveis a um implante hexágono externo antes da fundição. Para tanto, os pilares foram fixados ao implante por meio de um parafuso da respectiva marca, e receberam um torque de 10 Ncm com auxílio de um torquímetro manual, para logo depois serem analisados em microscópio ótico. As medidas de desadaptação foram submetidas à análise estatística de variância (ANOVA), e aplicado o teste de Tukey (5%) para diferenciação das médias. Os resultados mostraram valores médios para os grupos de 1,54µm (G I); 1,64µm (G II); 1,78µm (G III); 1,76µm (G IV); 1,78µm (G V); 1,46µm (G VI); 1,18µm (GC), não sendo diferentes estatisticamente, exceto para o grupo controle. Pode-se concluir que todas as marcas comerciais de cilindros calcináveis analisadas tiveram o mesmo padrão de precisão de adaptação e o com base metálica pré-fabricada apresentou melhor adaptação.

Palavras-chave: adaptação marginal, implante dentário, prótese dentária

ABSTRACT

With the success of osseointegration, one of the obstacles to the success of implant restorations is to obtain good marginal fit of prosthetic components, but it's unclear what levels of misfit are considered clinically acceptable, but it's known that prosthetic misfit can cause biomechanical problems. This study aimed to analyze and compare the vertical misfit of different trademarks cast abutments of the external hexagon implant before casting. To this end, the abutments were fastened to the implant by a screw of brand, and received a torque of 10Ncm with the aid of a manual torque wrench to be analyzed after optical microscopy. Misfit measures were subjected to statistical analysis of variance (ANOVA), and applied the test of Tukey (5%) for differentiation of averages. The results showed average values for groups of 1,54 μ m (G I); 1,64 μ m (G II); 1,78 μ m (G III); 1,76 μ m (G IV); 1,78 μ m (G V); 1,46 μ m (G VI); 1,18 μ m (GC), and not statistically different, except for the control group. It can be concluded that all trademarks of castable abutments analyzed had the same standard of accuracy and adaptation and based on premachined metal showed better adaptation.

Keywords: marginal fit, dental implant, dental prosthesis

INTRODUÇÃO

Desde a introdução, em 1982 por Branemark, do conceito de osseointegração junto à comunidade científica na Conferência de Osseointegração de Odontologia Clínica, os implantes dentários atingiram um estágio de comprovação científica que habilita seu uso em diferentes reabilitações orais com índices expressivos de sucesso, reintegrando pacientes à sociedade com melhores condições mastigatórias, estéticas e fonéticas^{1,2}.

O desenvolvimento constante e acelerado de uma grande quantidade de marcas comerciais de implantes e componentes protéticos possibilitou o aumento de suas indicações, contribuindo para uma evolução das técnicas utilizadas para fabricação e encaixe das estruturas implante/prótese, a fim de minimizar a ocorrência de complicações biomecânicas, já que a adaptação inadequada da prótese pode transmitir forças deletérias ao implante causando danos ao processo de osseointegração^{3,4,5}.

Grande parte das falhas biomecânicas são causadas por deficiências na adaptação dos componentes aos implantes, que de um modo geral, podem ser vistas como afrouxamento dos parafusos protéticos e dos intermediários, fratura dos diversos componentes do sistema ou até mesmo dos implantes, reações teciduais com maior incidência para inflamação gengival, aparecimento de fístula, dor, sensibilidade, reabsorção óssea e até a perda da osseointegração^{3,6,7,8}.

Um dos problemas que vem atraindo cada vez mais a atenção dos pesquisadores é com relação às dificuldades de adaptação marginal dos intermediários aos implantes, gerando diversos estudos *in vitro*^{9,10,11,12,13}, porém com limitações quanto à aplicabilidade clínica, mas servindo como guia para futuros estudos *in vivo*¹⁴.

Diversas pesquisas^{9,10,11,12,13} tem se dedicado ao estudo de adaptação marginal de próteses sobre implantes. No entanto, do ponto de vista prático, a adaptação passiva é muito difícil de ser alcançada¹⁵, em vez disso, uma desadaptação mínima pode ser o objetivo. Contudo, até o presente momento, não se sabe ao certo quais

níveis de desajuste podem ser considerados clinicamente aceitáveis, e, portanto, podem ser bem tolerados, não induzindo falhas a curto e a longo prazo^{3,8,9,15,16}. De acordo com os estudos de Branemark², considerou-se como aceitável uma desadaptação menor que 10µm.

Desenvolvido na Universidade da Califórnia, EUA, em 1988, por Lewis et al⁵, o pilar UCLA (Universal Castable Long Abutment), foi uma das mais importantes inovações de pilares personalizados, possibilitando que pilar e coping restaurador sejam incorporados em uma única unidade, reduzindo o número de interfaces e componentes no implante restaurado, e conseqüentemente diminuindo os custos operacionais^{3,17}.

O pilar UCLA oferece uma excelente opção para personalizar a restauração de implantes com conexão hexágono externo, pois simplifica a restauração^{5,17}. Por ser um pilar calcinável, depois de fundido é conectado diretamente sobre a plataforma do implante sem o uso de pilar transmucoso, permitindo a possibilidade de restaurar proteticamente fixações mal posicionadas, com pouco espaço interoclusal e onde a necessidade estética não permitiria uma cinta metálica.

Estabelecida a importância da adaptação componentes/implante e visto que estudos^{10,11} já comprovaram que o processo de fundição pode causar distorção da infraestrutura e exacerbar desadaptações que já possam existir durante o processo de fabricação dos componentes plásticos, o presente estudo teve como objetivo analisar e comparar a adaptação marginal vertical de diferentes marcas comerciais de pilares calcináveis a um implante hexágono externo antes da fundição.

MATERIAL E MÉTODO

Inicialmente foram selecionadas seis diferentes marcas comerciais de cilindros pásticos calcináveis (UCLA), que foram divididos em sete grupos experimentais (Figura 1) com cinco espécimes em cada grupo:

Grupo I: Systhex Sistema de Implante Osseointegrado, Curitiba-PR, Brasil (**G I**, n=5);

Grupo II: Neodent Implante Osteointegrável, Curitiba-PR, Brasil (**G II**, n=5);

Grupo III: Conexão Sistemas de Prótese, Arujá-SP, Brasil (**G III**, n=5);

Grupo IV: Titaniumfix, São José dos Campos-SP, Brasil (**G IV**, n=5);

Grupo V: Sin Sistema de Implante, São Paulo-SP (**G V**, n=5)

Grupo VI: Odontex Comércio de Produtos Odontológicos, Curitiba-PR, Brasil (**G VI**, n=5).

Como grupo controle (**GC**, n=1) foi utilizado um componente calcinável com base de Co-Cr (Neodent Implante Osteointegrável, Curitiba-PR, Brasil).



Figura 1: Grupos experimentais

Para análise da desadaptação marginal, cada componente protético foi fixado por meio de um parafuso de titânio da marca correspondente a um implante hexágono externo plataforma regular (4.1 X 13mm de comprimento – Neodent Implante

Osteointegrável, Curitiba-PR, Brasil) e aplicado um torque de 10 Ncm, com auxílio de um torquímetro manual (Neodent Implante Osteointegrável, Curitiba-PR, Brasil), para evitar adaptações diferentes em decorrência desta etapa. No implante foram feitas seis marcações com uma lâmina de bisturi número 15, como mostrado na figura 2, com o objetivo de padronizar o local das seis leituras em pontos eqüidistantes, sempre no sentido horário. Dessa forma, cada grupo teve um total de trinta aferições. As cinco amostras de cada marca foram conectadas ao implante sempre com o mesmo parafuso.

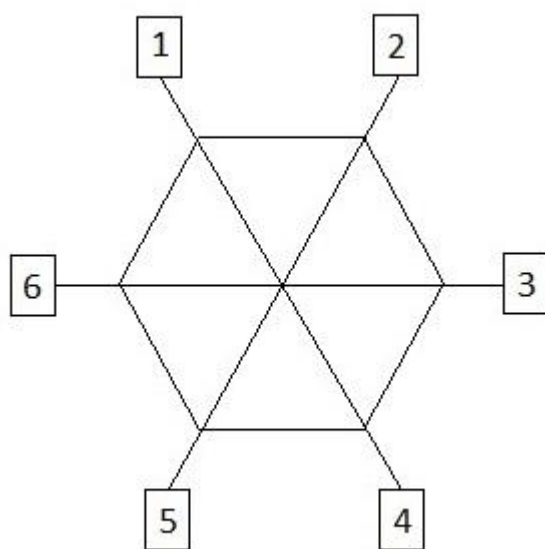


Figura 2: Pontos de medidas.

Depois do componente devidamente fixado ao implante, cada corpo de prova (conjunto amostra/implante) foi posicionado na platina de um microscópio ótico (modelo BX 51M, fabricado pela Olympus) acoplado a uma câmera (Olympus, modelo DP72) para leitura da desadaptação marginal com magnificação de 500X. A seguir as imagens foram analisadas pelo software Analysis Auto (Olympus Soft Imaging Solutions), como exemplificado na figura 3.

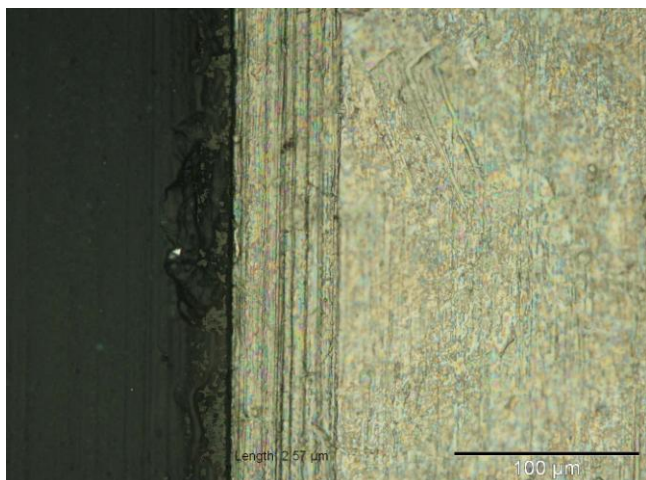


Figura 3: Imagem do software Analysis Auto

Os dados foram submetidos à análise estatística de variância (ANOVA), e aplicado o teste de Tukey (5%) para diferenciação das médias utilizando o software aberto ASSISTAT Versão 7.6 beta (2011), de autoria de Francisco de A. S. e Silva (DEAG-CTRN-UFCG) – homepage <http://www.assistat.com>.

RESULTADOS

Os resultados obtidos estão representados nas tabelas 2, 3, 4, 5, 6, 7 e 8 – Anexo 1.

A análise estatística está representada na tabela 1.

Tabela 1: Análise estatística

FV	GL	SQ	QM	F
Tratamentos	6	1.45586	0.24264	2.9302 *
Resíduo	28	2.31864	0.08281	
Total	34	3.77450		

** significativo ao nível de 1% de probabilidade ($p < .01$)

* significativo ao nível de 5% de probabilidade ($.01 \leq p < .05$) ns não significativo ($p \geq .05$)

GL	GLR	F-crit	F	p
6	28	2.4453	2.9302	0.024

MÉDIAS E MEDIDAS

Médias de tratamento

1	1.53400	ab
2	1.64400	ab
3	1.77600	a
4	1.76000	a
5	1.78000	a
6	1.45800	ab
7	1.18000	b

dms =	0.57691	

MG = 1.59029

CV% = 18.09516

As médias seguidas pela mesma letra não diferem estatisticamente entre si. Foi aplicado o Teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.

SIGLAS E ABREVIACÕES

UFCG = Universidade Federal de Campina Grande

CTRN = Centro de Tecnologia e Recursos Naturais

DEAG = Departamento de Engenharia Agrícola

FV = Fonte de variação GL = Graus de liberdade

SQ = Soma de quadrado QM = Quadrado médio

F = Estatística do teste F MG = Média geral

CV% = Coeficiente de variação em %

dms = Diferença mínima significativa

Os resultados obtidos demonstraram que, para todas as marcas em análise, não houve diferenças estatísticas significantes, mas houve diferença em relação ao grupo controle. Os grupos I, II e VI foram os que mais se aproximaram do grupo controle, enquanto que os grupos III, IV e V mostraram maiores discrepâncias.

Os valores médios para os grupos foram de 1,54 μ m (G I); 1,64 μ m (G II); 1,78 μ m (G III); 1,76 μ m (G IV); 1,78 μ m (G V); 1,46 μ m (G VI); 1,18 μ m (GC). A média geral foi de 1,59 μ m, com coeficiente de variação de 18,09%.

DISCUSSÃO

Visto que os cilindros calcináveis (pilar UCLA) oferecem uma excelente opção para personalizar restaurações^{5,17} de próteses sobre implantes com conexão hexágono externo e ainda, depois de fundidos podem ser conectados diretamente sobre a plataforma do implante sem o uso de pilar transmucoso simplificando os passos clínicos, o presente estudo teve como objetivo comparar a adaptação marginal vertical de diferentes marcas comerciais de pilares calcináveis a um implante hexágono externo antes da fundição.

Embora os pilares plásticos calcináveis tenham sido bastante difundidos como uma estratégia para superar problemas como falta de espaço interoclusal, angulação inadequada do implante, redução de custos operacionais e estética^{5,10,17}, ainda, de acordo com Byrne et al (1998)¹⁰, os cilindros pré-usinados, incluindo aqueles submetidos à sobrefundição e aplicação de porcelana, têm maior precisão do que os cilindros de plástico, o que entra em concordância com os resultados deste estudo, já que o pilar com cinta metálica de Co-Cr obteve as menores medidas de desadaptação. Porém, estes resultados contradizem o estudo de Barbosa et al (2007)¹², que afirmaram que o uso de pilares UCLA que necessitam dos processos laboratoriais podem produzir resultados iguais ou superiores aos encontrados no pilar pré-usinado, quando corretamente processados, uma vez que o procedimento de fundição pode ser diretamente influenciado por diferentes fatores como a experiência do técnico e o tipo de fundição. Os resultados podem ainda, de acordo com Kan et al.⁸, ser influenciados por fatores como acuidade visual, o ângulo de visão, iluminação e a experiência do profissional.

Lewis et al em 1989¹⁷ descreveram a utilização dos pilares UCLA para corrigir pequenas angulações e para fabricação de coroas telescópicas sobre os implantes com angulações mais severas onde notaram discrepância de 4 a 8µm na adaptação da peça, semelhante à adaptação marginal de componentes convencionais usinados. Neste estudo foram encontrados resultados menores de desadaptação para os

cilindros antes da fundição, e se considerarmos que poderão ocorrer alterações relativas ao processo de fundição, outros estudos deveriam ser conduzidos com o objetivo de comparar estas discrepâncias antes e após a fundição.

Quando pilares UCLA são utilizados, etapas laboratoriais como fundição, solda e aplicação de porcelana, ou a sua combinação, podem resultar em distorção durante a fabricação da prótese¹⁰. Dessa forma, mesmo com os resultados consistentes observados neste estudo, quando comparados com pesquisas anteriores^{13,17,18}, o cumprimento de todas as etapas clínicas e laboratoriais de forma minuciosa é de suma importância, visto que os valores foram obtidos apenas antes do procedimento de fundição.

A interface pilar/implante tem sido relatada como um fator significativo na transferência de tensões, respostas biológicas e no resultado final de uma reabilitação protética¹⁵. Desta forma, um adequado ajuste de tal interface deve ser objetivo em todas as fases da reabilitação, desde o provisório até a restauração definitiva, uma vez que a sua ausência tenderá a ocasionar problemas biológicos e mecânicos^{3,6,7,8}. Entretanto, uma adaptação marginal aceitável de uma restauração não é sinônimo de adaptação passiva. Embora haja um consenso que a desadaptação da estrutura provoca respostas biológicas e mecânicas adversas, a quantidade clinicamente aceitável de passividade da supraestrutura ainda não foi determinada para restaurações implanto-suportadas⁴. Mesmo não existindo esse valor padrão crítico, Branemark² preconizou um valor de desadaptação menor que 10µm como sendo aceitável. Neste estudo, antes da fundição, todas as médias foram menores do que 2µm.

Embora o pilar UCLA venha sendo utilizado com sucesso na prática clínica, com mínimas reações teciduais, ausência de reações eletrolíticas e perda óssea excessiva⁵, o sucesso a longo prazo da osseointegração depende ainda de uma barreira biológica que separe o meio interno do externo, prevenindo a propagação de microorganismos nocivos na interface entre osso e implante. De acordo com Jansen et al (1997)¹⁸, os gaps entre os componentes são inevitáveis e normalmente estão localizados ao nível da crista óssea alveolar ameaçando esta região por possível colonização bacteriana e conseqüente resposta adversa dos tecidos periimplantares adjacentes. Ainda nesse

estudo, os autores obtiveram médias de desadaptação abaixo de 5µm para todos os sistemas analisados, e um dos seus principais resultados foi provar que mesmo um bom ajuste componente/implante não evita a colonização bacteriana. Portanto, apesar do presente estudo mostrar médias de desadaptação menores do que 2µm, ainda assim pode haver colonização bacteriana, já que na microflora oral existem pequenos microorganismos como, por exemplo, as espiroquetas que podem variar de 0,1 a 0,5µm.

Apesar de todos os avanços tecnológicos, os materiais e as técnicas empregadas na fabricação de estruturas para próteses sobre implante ainda não são suficientemente precisas dimensionalmente, e dessa forma, mais estudos devem ser delineados para que esses problemas possam ser eliminados, reduzidos, ou simplesmente para que valores que sejam clinicamente aceitáveis possam ser determinados a fim de definir padrões de controle de qualidade das peças protéticas sobre implantes.

CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia empregada e os resultados obtidos, pode-se concluir:

1. Os valores médios de desadaptação foram de 1,54 μ m (G I - Systhex); 1,64 μ m (G II - Neodent); 1,78 μ m (G III - Conexão); 1,76 μ m (G IV - Titaniumfix); 1,78 μ m (G V - Sin); 1,46 μ m (G VI - Odontex); 1,18 μ m (GC – Grupo Controle), não sendo diferentes estatisticamente exceto quando comparados com o grupo controle;
2. Todas as marcas comerciais de cilindros calcináveis analisadas tiveram o mesmo padrão de precisão de adaptação;
3. O cilindro com cinta metálica pré-fabricada de Co-Cr apresentou a melhor adaptação (1,18 μ m).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Mezzomo E, Suzuki RM. Reabilitação Oral Contemporânea. Editora Santos 1ª edição. 2006 p. 401.
2. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent. 1983 Sept.; 50 (3): 399-410.
3. Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. J Prosthet Dent. 2002 July; 88 (1): 89-95.
4. Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. Implant Dent. 2001;10 (2): 85-90.
5. Lewis SG, Beumer III J, Hornburg W, Moy P. The UCLA abutment. Int J Oral Maxillofac Implants 1988;3: 183- 189.
6. Goodacre CJ, Kan JYK, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. J Prosthet Dent. 1999 May; 81 (5): 537-52.
7. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. J Prosthet Dent. 2001 Jan.; 85 (1): 47-52.
8. Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. J Prosthet Dent. 1999 Jan.; 81 (1): 7-13.
9. Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. J Prosthet Dent. 1997 Dec.; 78 (6): 596-604.
10. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. J Prosthet Dent 1998;80: 184-192.
11. Jaime APG, Vasconcellos DK, Mesquita AMM, Kimpara ET, Bottino MA. Effect of cast rectifiers on the marginal fit of UCLA abutments. J Appl Oral Sci 2007; 15(3): 169-74.
12. Barbosa GAS, Simamoto Jr PC, Fernandes Neto AJ, Mattos MGC, Neves FD. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. Braz Dent J 2007; 18(2): 139-143

13. Takuma T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant/abutment interface with internal anti-rotation configuration. *Dent Mat J* 2008; 27(1): 29-34.
14. May KB, Edge MJ, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1998; 77(5): 497-502.
15. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent*. 2003 Apr.; 89 (4): 346-51.
16. Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent*. 1996 Mar.; 75 (3): 314-25.
17. Lewis SG, Avera S, Engleman M, Beumer III J. The restoration of improperly inclined osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4: 147-152.
18. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 527-540.

ANEXOS

Anexo 1

Tabela 2

SYSTHEX (I)	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Medida 4	Medida 5	Medida 6	Média
Amostra 1	1,03	1,18	0,77	0,77	1,8	1,54	1,18
Amostra 2	1,44	1,8	1,28	1,8	1,54	0,77	1,44
Amostra 3	1,28	1,8	2,31	1,54	0,77	2,31	1,67
Amostra 4	2,1	2,05	2,31	2,31	1,8	2,05	2,10
Amostra 5	0,77	1,28	1,54	1,54	1,03	1,54	1,28

Tabela 3

NEODENT (II)	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Medida 4	Medida 5	Medida 6	Média
Amostra 1	2,05	1,8	1,8	1,8	2,31	2,05	1,97
Amostra 2	1,8	1,54	1,03	1,8	1,54	1,54	1,54
Amostra 3	1,28	1,8	1,8	1,54	1,8	2,31	1,76
Amostra 4	1,54	0,77	1,28	0,77	2,05	2,05	1,41
Amostra 5	1,54	1,03	0,77	2,31	2,31	1,28	1,54

Tabela 4

CONEXÃO (III)	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Medida 4	Medida 5	Medida 6	Média
Amostra 1	1,28	2,05	1,28	1,59	1,28	2,05	1,59
Amostra 2	2,57	1,54	2,57	1,28	2,31	1,8	2,01
Amostra 3	1,8	1,03	2,82	1,95	2,57	1,54	1,95
Amostra 4	2,31	2,31	1,54	2,05	2,57	1,54	2,05
Amostra 5	1,54	1,28	1,54	1,03	1,28	1,03	1,28

Tabela 5

TITANIUMFIX(IV)	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Medida 4	Medida 5	Medida 6	Média
Amostra 1	1,54	2,57	1,54	2,31	1,54	2,05	1,93
Amostra 2	1,54	1,28	1,49	1,54	1,54	1,54	1,49
Amostra 3	2,05	1,28	1,54	1,54	1,54	1,54	1,58
Amostra 4	2,82	1,54	2,82	1,8	1,03	1,58	1,93
Amostra 5	1,54	1,8	1,54	1,54	2,82	1,54	1,80

Tabela 6

SIN (V)	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Medida 4	Medida 5	Medida 6	Média
Amostra 1	1,8	1,54	2,31	1,8	1,28	2,05	1,8
Amostra 2	2	2,31	1,54	1,54	1,54	2,82	2,0
Amostra 3	1,28	1,54	1,54	1,4	1,54	1,28	1,4
Amostra 4	1,8	2,31	2,31	1,9	1,03	1,8	1,9
Amostra 5	1,54	1,03	2,31	2,05	1,8	2,05	1,8

Tabela 7

ODONTEX (VI)	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Medida 4	Medida 5	Medida 6	Média
Amostra 1	1,59	1,28	2,05	1,54	1,54	1,54	1,59
Amostra 2	1,34	2,05	1,54	1,28	1,03	1,28	1,42
Amostra 3	1,3	1,8	1,03	1,54	1,28	1,03	1,33
Amostra 4	2,05	2,05	1,54	1,69	1,54	1,28	1,69
Amostra 5	1,54	1,23	0,51	1,28	1,28	1,54	1,23

Tabela 8

CONTROLE (GC)	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Medida 4	Medida 5	Medida 6	Média
Amostra 1	0.77	1.54	0.77	1.54	1.54	1.28	1.24

SUMÁRIO

Resumo.....	3
Abstract.....	4
Introdução	5
Material e Método.....	7
Resultados	10
Discussão.....	13
Conclusões	16
Referências Bibliográficas.....	17
Anexos	19